

(51) International Patent Classification <sup>6</sup> :

A61B 5/11, A61C 19/04

A1

(11) International Publication Number:

WO 96/05769

(43) International Publication Date: 29 February 1996 (29.02.96)

(21) International Application Number: PCT/US95/10698

(22) International Filing Date: 23 August 1995 (23.08.95)

(30) Priority Data:  
08/296,333 25 August 1994 (25.08.94) US

(71) Applicant: SPECTRAL SCIENCES RESEARCH CORPORATION [US/US]; 269 Dodge Street, Beverly, MA 01915 (US).

(72) Inventors: CUCCHIARO, Paul, J.; 72 Dane Street, Beverly, MA 01915 (US). DeLUZIO, Anthony; 13 Hemlock Lane, Milford, MA 01757 (US). DARIO, Lawrence, J.; Nyatt Point, Barrington, RI 02806-3323 (US). CUCCHIARO, Stephen, J.; 269 Dodge Street, Beverly, MA 01915 (US).

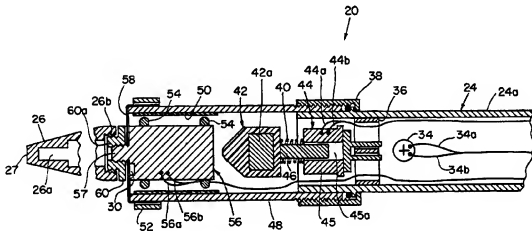
(74) Agents: SMITH, James, M. et al.; Hamilton, Brook, Smith &amp; Reynolds, Two Militia Drive, Lexington, MA 02173 (US).

(81) Designated States: CA, JP, European patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).

Published

With international search report.

(54) Title: STRUCTURAL ANALYZER, IN PARTICULAR FOR MEDICAL IMPLANTS



## (57) Abstract

A dental analyzer (10) for analyzing dental implants (28) includes a dental probe (20) having a probe tip (26) for contacting a patient's dental implant (28). An accelerometer (56) is coupled to the probe tip (26). A hammer (42) fired by an actuator (44) against the accelerometer (56) impacts the probe tip (26) against the dental implant (28) which vibrates the dental implant (28). The accelerometer (56) measures the acceleration time history of the vibrating dental implant (28). A processor converts the measured acceleration time history of the dental implant (28) into a frequency spectrum from which a diagnosis can then be made regarding the condition of the dental implant (28).

(51) Int. Cl. <sup>5</sup>	識別記号	F I	
A 6 1 C 19/04		A 6 1 C 19/04	D
A 6 1 B 5/00	1 0 1	A 6 1 B 5/00	1 0 1 R
5/11		A 6 1 C 8/00	Z
A 6 1 C 8/00		A 6 1 B 5/10	3 1 0 Z

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 31 頁)

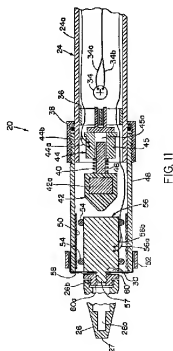
(21) 出願番号	特願平8-508282	(71) 出願人	スペクトラル サイエンシズ リサーチ コーポレーション
(86) (22) 出願日	平成7年(1995) 8月23日		アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
(85) 翻訳文提出日	平成9年(1997) 2月25日		01915, ペバリイ, ドッジ ストリート 269
(86) 国際出願番号	P C T / U S 9 5 / 1 0 6 9 8	(72) 発明者	クチャロ・ボール・ジェイ
(87) 国際公開番号	W O 9 6 / 0 5 7 6 9		アメリカ合衆国, マサチューセッツ州
(87) 国際公開日	平成8年(1996) 2月29日		01915, ペバリイ, デイン ストリート 72
(31) 優先権主張番号	0 8 / 2 9 6, 3 3 3	(74) 代理人	弁理士 杉本 修司 (外1名)
(32) 優先日	1994年8月25日		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, M C, NL, PT, SE), CA, JP		

最終頁に続く

## (54) 【発明の名称】 特に医療インプラントに適した構造解析器

## (57) 【要約】

歯科用インプラント28を解析するための歯科用解析器10であって、患者の歯科用インプラント28に接触させるブロープ先端部26を有する歯科用ブロープ20を含む。加速度計56をブロープ先端部26に連結する。ハンマ42がアクチュエータ44によって加速度計56に向かって打ち出されると、ブロープ先端部26で歯科用インプラント28に衝撃が与えられ、歯科用インプラント28が振動する。加速度計56が、振動している歯科用インプラント28の加速度の時刻歴を測定する。プロセスは歯科用インプラント28の測定した加速度の時刻歴を周波数スペクトルに変換し、それから歯科用インプラント28の状態について診断することができる。



## 【特許請求の範囲】

1. 構造体に接触させるブロープ先端部、  
ブロープ先端部に連結されて構造体の加速度の時刻歴を測定する加速度計、  
ブロープ先端部を構造体に衝突させるハンマ、および  
ハンマを打ち出すアクチュエータ、  
を備えたブロープ。
2. 請求項1において、さらに、  
前記アクチュエータを収容する中空管を備えたブロープ本体、および  
ブロープ本体に固定され加速度計の運動をブロープ本体の運動から隔離するよ  
うに加速度計を支持する膜体、  
を備えたブロープ。
3. 請求項1において、前記アクチュエータが、  
ハンマを打出し位置に位置させる電磁コイル、および  
ハンマを打ち出すためにハンマに当接して位置するばね体、  
を備えたブロープ。
4. 請求項1において、さらに、前記ブロープ先端部が所定の力で構造体に接  
触するまではアクチュエータがハンマを打ち出さないように作動するセンサを有  
するブロープ。
5. 請求項1において、さらに、前記構造体の測定した加速度の時刻歴を周波  
数スペクトルに変換するプロセッサを有するブロープ。
6. 請求項1において、前記構造体が歯科用インプラントであるブロープ。
7. 加速度計に固定されているブロープ先端部を構造体に当接して位置させる  
工程、  
ブロープ先端部を構造体に衝突させる工程、および  
前記加速度計で構造体の加速度の時刻歴を測定する工程、  
より成る構造体の動的特性を測定する方法。
8. 請求項7において、ハンマで前記ブロープ先端部を前記構造体に衝突させ  
る方法。

9. 請求項8において、さらに、アクチュエータで前記ハンマを打ち出す工程を含む方法。

10. 請求項9において、さらに、プローブ先端部が所定の力で前記構造体に接触するまではハンマを打ち出さないようにする工程を含む方法。

11. 請求項9において、さらに、

前記アクチュエータを中空プローブ本体内に収容する工程、および、

前記加速度計の運動をプローブ本体の運動から隔離するように加速度計をプローブ本体に固定した膜体で支持する工程を含む方法。

12. 請求項9において、前記アクチュエータによるハンマの打出しが、

電磁コイルでハンマを打出し位置に位置させる工程、および、

前記ハンマに当接位置付けしたばね体でハンマを打ち出す工程、を含む方法。

13. 請求項7において、さらに、測定した構造体の加速度の時刻歴を周波数スペクトルに変換する工程を含む方法。

14. 請求項7において、前記構造体が歯科用インプラントである方法。

15. 請求項13において、さらに、前記周波数スペクトルの特性を周波数スペクトルのデータベースと比較する工程を含む方法。

16. 構造体に衝突させて構造体の加速度の時刻歴を測定する手持ちプローブ、および

測定した構造体の加速度の時刻歴を周波数スペクトルに変換するプロセッサ、を有する構造体の動的特性を測定するシステム。

## 【発明の詳細な説明】

## 特に医療インプラントに適した構造解析器

## 背景技術

歯科用インプラントを患者の顎骨に植え込んだ時、歯科用インプラントと顎骨の間が十分接着されているかどうかを判定することの難しいことが多い。最近、患者の顎のX線写真を撮り、歯科用インプラントと顎骨の構造の一体化について調べるのは、歯科用インプラントが適正に顎骨に接着されているかどうかを判定する普通の方法である。しかし、ある時間に渡って歯科用インプラントの推移を追跡せねばならない場合、X線に多数回さらされる累積の効果に対する医学的考慮から、X線を用いるのは好ましくない。

X線写真を撮らなくてよい歯科用インプラントもしくは歯のモビリティ（移動性）を判定する装置を提供する多くの試みがなされている。そのような試みの一つが米国特許 No.3,094,115 に見られるが、これは歯のモビリティインジケータを開示している。使用に際し、患者が歯を振動させる振動装置に頭を載せて歯科用椅子に座る。加速度計の入った手持ちのプローブを歯に当てて振動する歯の振幅を測定する。前記振動装置の入力信号からの、加速度計が受けた信号の振幅と周波数の逸脱がプローブによって記録される。この測定法では、振動装置の位置のばらつき、ならびに患者の頭を通して測定したデータのゆがみのため、およびプローブ共振自体によって誤差が出る。

米国特許 No.4,470,810 にもう一つの試みが見られるが、これは、歯に運動を与えて歯の変位を測定することによって歯の変位率を見出すことのできる手持ちプローブを開示している。歯の変位は通常1ミリメートルより少ないので、このように小さい変位を測定する装置は極めて正確でなければならない。しかし、このプローブで測定する変位測定にはプローブ自体が基準点として用いられるので、プローブを持つ角度のば

らつきならびにプローブを歯に押し当てる力によって起こる大きい誤差が出る。

同様な試みが米国特許No.4,881,552に見られるが、これは歯の剛性を評価するための手持ちプローブを有する歯安定性モニターを開示している。プローブによ

って、歯の変位と、その結果歯にかかった力とが測定される。この装置では、前記米国特許No.4,470,810のプローブで起こる誤差と同じ誤差が出る。

さらにもう一つの試みが米国特許No.4,482,324に見られるが、これは歯のゆるみ加減を判定する手持ちプローブを開示している。この装置には装置の持ち手に直角に配設したラム(ram)がある。ラムを特定の速度に加速し、歯に衝突させたのち、元の位置へ向かって反発させる。ラムが戻るに要する時間によって歯のモビリティの程度が直接示される。この方法でもプローブの歯に対しての持ち方のばらつきのために誤差が出る。

#### 発明の開示

機械式プローブを用いて歯や歯科用インプラントのモビリティを判定しようというこれらの試みは、測定しているパラメータ、測定法あるいはプローブの設計のために、正確でなく、また反復できないことが分かった。ある時間に渡って歯科用インプラントの推移を正確に追跡するには、測定装置は歯科用インプラントの状態の小さい変化を検知できるほど正確でなければならない。従って、ある時間に渡って歯科用インプラントの推移を追跡できるように、歯科用インプラントの状態の小さい変化を検知するのに十分正確な機械的装置が、常に要請されている。

本発明は構造体に接触するプローブ先端を有するプローブを提供するものである。構造体の加速度の時刻歴を測定するために、プローブ先端に加速度計が連結されている。プローブには、ハンマーを打出してプローブ先端で構造体に衝撃を与えるアクチュエータが入っている。

好適な実施形態においては、中空管を備えたプローブ本体にアクチュエータとハンマーが入っている。プローブ本体に固定した膜によって加速度計を支持して、加速度計の運動をプローブ本体の運動から隔離している。アクチュエータは、ハンマーを打出し位置へ引っ込めるための電磁コイルと、ハンマーを打ち出すためにハンマーに当接したばねとを備えている。プローブ先端が所定の力で構造体に対して押し当てられるまで、センサによってアクチュエータがハンマーを打ち出さないようにする。プロセッサが、フーリエ変換関数によって構造体の測定された

加速度の時刻歴を周波数スペクトルに変換する。

生成された周波数スペクトルの特性を周波数スペクトルのデータベースと比較することで診断ができるようになる。

本発明のプロープは極めて正確で歯科用インプラントの状態の小さい変化を検知できるように歯科用インプラントを解析できるものであり、ある時間に渡って歯科用インプラントの推移を正確に追跡できる。本発明によれば、歯科用インプラントの加速度の時刻歴を測定することによって歯科用インプラントの剛性、モータリティー、減衰、共振モード／振動数、および骨との一体化のような情報を与えるに十分なデータが得られる。さらに、本発明のプロープは、他の医療用インプラント、歯、骨、あるいは工業で用いられる機械的構造体の状態を正確に解析できるものである。

#### 図面の簡単な説明

本発明の前述の目的、その他の目的、構成および利点は、以下の図面に示す好適な実施形態の説明から明らかにされる。各図面では一貫して同様な参照記号で同じ部分を示している。図面は必ずしも原寸でなく、本発明の原理を例示することに重点が置かれている。

図1は本発明の歯科用解析器の略図で、歯科用プロープを一部破断したところを示す。

図2は歯科用インプラントに当接させた位置の歯科用プロープの略図である。

図3は歯科用インプラントに衝撃を与えている歯科用プロープの略図である。

図4は振動している歯科用インプラントに当接させた位置の歯科用プロープの略図である。

図5は電子ボックス用の好適な電気回路の略図である。

図6は歯科用インプラントの加速度の時刻歴のグラフである。

図7は図6の加速度の時刻歴グラフから得られた周波数スペクトルを示す線図である。

図8は振動している歯科用インプラントの一次元位置／変位時刻歴のグラフである。

図9は振動している歯科用インプラントの二次元位置／変位時刻歴のグラフである。

図10は2つの加速度計をプローブ先端に取り付けた好適なプローブ先端の側面図である。

図11は歯科用プローブの一部の側断面図である。

図12は股関節インプラントに当接させた位置の本発明のプローブの略図である。

図13は内視鏡の助けを借りて股関節インプラントに当接させた位置の本発明のプローブの略図である。

図14は本発明の他の好適な実施形態の略図である。

発明の好適な実施形態

図1を参照して、歯科用解析器10は歯科用プローブ20、電子ボックス16およびコンピュータすなわちプロセッサ12を含むものである。歯科用プローブ20は、図2に示す歯科用インプラント28の歯冠76に衝撃を与え、歯科用インプラントがその衝撃によって振動する時、その歯科用イン

プラントの加速度の時刻歴を測定するものである。歯科用プローブ20は、アクチュエータ44を収容したプローブ本体24、アクチュエータ44から延びているハンマ42、および加速度計56を備えている。加速度計56は、使用時、歯科用インプラント28の歯冠76に当接して位置付けされる剛体の軽量プローブ先端部26に固定されている。

前記プローブ先端部26と加速度計56は、図11に示すプローブ本体24の先端に張り渡した可撓性のダイアフラムまたは膜体58によって支持する。隔膜58はプローブ先端部26を歯科用インプラント28の歯冠76に押し当てる働きをなし、プローブ先端部26と加速度計56の運動をプローブ本体24の運動から隔離（絶縁）する。

図2のアクチュエータ44は、電磁コイル45とばね40を有する。打出しボタン34を押すとアクチュエータ44が作動し、ばね40の力に抗して、ハンマ42をばね40に押し込み、このばね40が、ハンマ42を加速度計56に向かって押し出す。これにより、プローブ先端部26が衝撃エネルギーを歯科用インプラント28に伝達して、歯



科用インプラント28を振動させる。前記加速度計56は、振動している歯科用インプラント28の加速度の時刻歴を測定する。

歯科用プローブ20は、図1の電気コネクタ22と線路18によって電子ボックス16に電氣的に接続されている。電子ボックス16にはアクチュエータ44に動力を与える容量性電源16aがある。図5に従って詳細に後述するように、電子ボックス16には、歯科用プローブ16で測定する加速度の時刻歴を調節、すなわち濾波して、望ましくない信号を除去するために信号調節フィルタもある。電子ボックス16と歯科用プローブ20には、加速度の時刻歴信号を増幅する増幅器も入っている。電子ボックス16は線路14によってコンピュータ12に接続されている。コンピュータ12は電子ボックス16から来る調節された加速度の時刻歴をフーリエ変換関数によって周波数スペクトルに変換する。この周波数スペクトルから歯科用インプラント28の状態が診断できる。

患者の安全のために電子ボックス16内の光学式絶縁(opto-isolation)バッファーによって、コンピュータ12の110V電子機器を歯科用プローブ20から絶縁する。コンピュータは、無害の低圧(5Vより低い)を用いる可搬型のものとして、患者の危険をなくすることができる。さらに、電子ボックスを同様な無害の電圧で働かせて、光学式アイソレータ(opto-isolator)を不要にすることができる。

図2を参照して、使用時には、歯科医または歯科技工士が手で歯科用プローブ20を持ち、プローブ先端部26の端27を歯科用インプラント28の歯冠76に押し当てて隔膜58(図11)を緊張させる。歯科用インプラント28は、インプラント柱74によって歯冠76を顎骨70に固定して成るものである。プローブ先端部26の端27を歯肉組織72上の歯科用インプラント28の歯冠76に当てて位置させる。プローブ先端部26の端27が動かない、すなわち歯冠76から離れないようにするために、粘着剤または臘を用いてもよい。

次いで、ハンマ42を作動させるアクチュエータ44に電力を与えるために打ち出しボタン34を押す。しかし、プローブ先端部26が所定の力、または予め認定可能な力で歯科用インプラント28に押し当てられていることを力センサ30(図11)が検知するまでは、アクチュエータに電力が与えられない。別法として、力セン

サ30は、加速度計56がプローブ本体24に対して所定の位置に来るだけ隔膜58がたわんだ時に電力がアクチュエータ44に送出されるようにする位置センサと置き換えてもよい。この所定の力になると、電子ボックス16の容量性電源 16aから電力パルスが放出されて、アクチュエータ44の電磁コイルに一時的に通電される。するとハンマ42が電磁コイル45に向い加速度計56から離れて打出し位置へ引き寄せられ、ばね40が圧縮される。

容量性電源16aからのエネルギーがアクチュエータで放散されると、電磁コイル45が切れ、圧縮されたばね40のポテンシャルエネルギーが放出される。これにより、ハンマ42が加速度計56をたたいて、校正された

矩形波状の周波数応答衝撃を与える（図3）。加速度計56がプローブ先端部26に強固に固定されているので、プローブ先端部26は歯冠76に衝撃を与えてインプラント柱74をたわませる。プローブ先端部26が所定の力で歯科用インプラント28の歯冠76に押し当てられている時にだけハンマ42を打ち出すことによって、歯科用プローブ20から常に一定の衝撃が加えられる。表示灯32が点灯して衝撃の起こったことが表示される。

プローブ先端部26で歯科用インプラント28に衝撃を与えると、歯科用インプラント28は矢印 78aで示すように前後に振動する（図4）。ハンマ42が歯科用インプラント28にディラックのデルタ入力関数を与え、歯科用インプラント28にある周波数範囲で振動させる。プローブ先端部26を歯冠76に押しつけたままにしてプローブ先端部26の端27が歯冠76と接触したままとする。プローブ先端部26が歯冠76に押し付けられたままになっている間、隔膜58のためにプローブ先端部26と加速度計56が、プローブ本体24と別個に振動できる。その結果、矢印78bで示すように、プローブ先端部26と加速度計56が、歯科用インプラント28と一致して振動する。この振動は診断対象の構造体（この場合は歯科用インプラント）の複合した動的共振で、これを周波数ドメインに変形させると、診断対象の構造体に特有なスペクトル識別特性が得られる。周波数の測定は電子工学の分野で行うことのできる最も正確で確固たる測定であるから、極めて敏感な測定でもある。

加速度計56で歯科用インプラント28の運動の加速度を測定して、時間に対する

電圧（ボルト）で測定される歯科用インプラント28の加速度の時刻歴が得られる。歯科用インプラント28の加速度を100マイクロ秒間隔で加速度計56で測定するが、これで、一つの加速度の時刻歴に合計約1000のデータの標本が採られることになる。

電子ボックス16（図1）で使用不可能データを加速度の時刻歴から排除することによって、測定した加速度の時刻歴を調節する。図5は電子ボックス16用の好適な電気回路を示す。光学式アイソレータ90bと線路

92を介して、遅延装置96を加速度計56に接続する。光学式アイソレータ90aと線路94によって、打出しボタン34を遅延装置96の可調整遅延装置96aに接続する。光学式アイソレータ90a、90bで歯科用プローブ20を電子ボックス16内の電子機器から電気的に絶縁する。打出しボタン34はまた、光学式アイソレータ90a、線路94、110および順次パルス発生器112を介して容量性電源16aに接続する。高域通過フィルタ16bを線路98で遅延装置96に接続し、低域通過フィルタ16cを線路100で高域通過フィルタ16bに接続する。ノッチフィルタ104を線路102で低域フィルタ16cに接続する。ノッチフィルタ104はまた線路106、光学式アイソレータ108および線路14を介してコンピュータ12に接続する。

打出しボタン34を押すと、順次パルス発生器112が一連のパルスを発生して、容量性電源16aからアクチュエータ44に給電させる。パルスは各々発生して後に全時刻歴測定ができるように間隔が置かれており、信号対ノイズ比をよくするために多数の測定値の平均をとる。歯科用インプラント28の歯冠76に衝撃が与えられると、遅延回路96が一時的に開になって、歯科用インプラント28に対して衝撃が与えられた後の最初の1/2サイクルに現れるプローブ先端部26の初期の衝撃によって生じたデータを排除し、歯科用インプラント28に生じた振動に関連するデータだけを記録するようにする。

遅延回路96が閉じると、加速度の時刻歴信号が高域通過フィルタ16bを通り、そこで低周波信号、すなわちノイズ（約0ないし10Hz）が濾波除去される。これらの低周波信号は使用不能で、ノイズが入っており、除去されることで、所望の信号の信号対ノイズ比が増す。次いで信号は低域通過フィルタ16cを通るが、こ

れはデータ取込みシステムのナイキスト・サンプリング周波数(5kHz)を越える高周波ノイズを排除して、さらに所望信号の信号対ノイズ比を増す。ノッチフィルタ 104が次いで望ましくない共振を除去する。

曲線を用いた外挿によって分解能を増すために、オプションの $\sin x/x$

フィルタをノッチフィルタ 104 の後に設けてもよい。5 秒間以内に採った3つ以上の連続データ標本の平均によって、信号対ノイズ比をさらに増す。これらの連続標本からのデータを統計的に平均する、すなわち二乗和の平方根(route-sum-squared)をとって、信号対ノイズ比を増した信号を出す。第6図は菌科用インプラント 28の調節された加速度時刻歴を示すグラフである。

次いで調節済みの加速度時刻歴は、電子ボックス 16からコンピュータ 12へ転送されて処理される。コンピュータ 12は、標準の市販ソフトウェアプログラムを用い、菌科用インプラント 28の調節済みの加速度時刻歴に対して、加速度の時刻歴を電圧(ボルト)対周波数で記録された周波数スペクトルに変換する周波数ドメインの高速フーリエ変換を行う(図7)。測定する各菌科用インプラント 28に対して、対応する周波数スペクトルには指紋と同様な特有のスペクトル識別特性がある。その結果、菌科用インプラントを対応する周波数スペクトルによって識別することができる。さらに、菌科用インプラント 28の状態に関する情報を、加速度の時刻歴と発生させた周波数スペクトルから数学的に抜き出すことができる。

例えば、菌科用インプラント 28の調節済み加速度時刻歴を二重積分して、菌科用インプラント 28の時間的なモビリティまたは位置の変化が求められる。菌科用インプラント 28のモビリティまたは位置は、経時的にグラフにプロットできる。このプロットは、図8に示すように、経時的に一次元の菌科用インプラントの運動を記録するものである。

二次元経時モビリティの一例が、菌科用インプラント 28の変位を Xと Yの方向にプロットした第9図の位置/変位時刻歴グラフに示されている。グラフの二次元形状は、好ましくは、第二の加速度計を加速度計 56に直角の方向に向けてプローブ先端部 26に固定することにより得る。結果として、菌科用インプラント 28の二つの加速度の時刻歴が、X、Y成分を成す相互に垂直な方向で測定される。二

方向で加速度の時刻歴を測

定する好適な構成を図10に示すが、ここでは二つの加速度計 29a、29b をプローブ先端部26の端27付近に相互に垂直に向けて取り付けられている。三次元データを得るために第三の方向で加速度の時刻歴を測定する第三加速度計を付加してもよい。別法として、歯科用インプラント28の方に多数の加速度計を直接接合してもよい。

歯科用インプラント28の速度は加速度の時刻歴を1回積分して求めることができる。これも時間の関数としてグラフにプロットできる。

周波数スペクトルも歯科用インプラント28の状態に関する情報を与える。例えば、歯科用インプラント28の減衰は、周波数スペクトルの特定周波数の振幅が経時的に死滅する率によって数学的に求められる。

衝撃を与えた後、インプラント28、プローブ先端部26および加速度計56は、下記の微分方程式を満足する減衰一自由度系振動として、ともに振動する。

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = 0 \quad \text{式 1}$$

但し、 $m$ ＝質量、 $c$ ＝減衰係数、 $k$ ＝ばね定数、 $x$ ＝歯の変位

式1の同次解は減衰について次式で表すことができる。

$$x = e^{-\xi\omega t} \{A \sin \omega t + B \cos \omega t\} \quad \text{式 2}$$

但し、 $\omega$ ＝発振器の自然周波数（ラジアン／秒）、 $t$ ＝時間（秒）

$A$ 、 $B$ ＝境界条件に依存する係数、 $\xi$ ＝臨界減衰率（ $c/c_c$ ）

$t = 0$ における既知の境界条件、 $x = 0$ 、歯の速度  $V = 0$  を適用すると、

$$B = 0$$

$$A = V_0 / \omega$$

従って、衝撃を与えて後の歯の振動は下記の式で表現される。

$$\begin{aligned} x &= V_0 / \omega e^{-\xi\omega t} \sin \omega t \\ x &= f(t) \end{aligned} \quad \text{式 3}$$

式3は時間  $t$  の関数として応答変位  $x$  を表している。

減衰項

$$e^{-\xi \omega t}$$

があるので、 $t$  が無限大に近付くと、 $x$  は零に近づく。

減衰があるために、減衰する正弦波となる。

歯科用インプラント28の共振周波数は周波数スペクトルのピークによって示される。共振周波数が分かれば、歯科用インプラント28のモード形を求めることができる。歯科用インプラント28を片持梁として扱って、振動している片持梁の種々の既知のモード形を歯科用インプラント28の各共振周波数と相関させることができる。

歯科用インプラント28の剛性は次式によって求められる。

$$k = \omega^2 m$$

式4

加速度の時刻歴を時間ドメインから周波数ドメインに変換するフーリエ変換関数は次式によって与えられる。

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{-i\omega t} f(t) dt$$

式5

歯科用インプラント28の骨との一体化および/または接合の特性およびスペクトル判別のような他の情報は、歯科用インプラント28の周波数スペクトルを以前に記録した周波数スペクトルのデータベースと比較するスペクトル解析によって求められる。データベースには歯科用インプラントに関するある特性を周波数スペクトルの対応する特定の特性と関連付けるソフトウェアが含まれている。

コンピュータ12が、生成された周波数スペクトルの形をデータベースに記憶されている周波数スペクトルの形と一致させれば、歯科用インプラント28の状態について診断することができる。患者の年齢、性別および身体歴をコンピュータ12に入力して診断を支援することができる。簡単な回答の望まれる応用では、赤または緑の表示灯によって診断を信号で知らせることができる。その場合、緑灯は周波数スペクトルのある特性が許容範囲内にあって、インプラントが良好なこと

を示す。赤灯は周

波数スペクトルのある特性が許容範囲から外れており、インプラントが劣悪であることを示す。より多くの情報の望まれる応用では、診断の結果をコンピュータ12の画面に出すか印字機で刷り出す。

特定の歯科用インプラントの骨との一体化および／または接合の特性を経時的に追跡するとき、歯科用インプラントと骨の結合が経時的に良くなれば、ある時間に渡って歯科用インプラントの測定周波数がより高い周波数へ移行する。逆に、結合が悪くなれば、より低い周波数への移行が経時的に起こる。

図11に歯科用プローブ20をより詳細に示す。プローブ本体24は主管24aと延長管48より成るものである。延長管48は主管24aにナット38で固定されている。プローブ本体24はツーピースなので、加速度計56とアクチュエータ44の間で長手方向に位置調整できる。

アクチュエータ44は好ましくは耐食性ばね鋼製の“G”クリップ36によって主管24aの先端部に固定する。“G”クリップは主管24aの内径に拡張力をかけて固定され、かつ主管24aの長手軸沿いにアクチュエータ44の位置を調整して、歯科用プローブ20を校正することができるようになっている。別法としては、主管24aの内部にねじを切り、アクチュエータ44をねじ付きアダプタで固定するといった他の適当な手段によって、アクチュエータ44を主管24に固定してもよい。

打出しボタン34は線路34a、34bによって電気的コネクタ22に電気的に接続する。アクチュエータ44は線路44a、44bによって電気的コネクタ22に電気的に接続する。

ハンマ42の頭は、好ましくは、理想的な衝撃力を与えるために重金属を鋳込んで成型した減衰力の大きいエポキシから造られる。ハンマ42は電磁コイル45の中空部45a内にスライドする強磁性軸46を有している。これにより、打ち出された時に、プローブ本体24の長手方向軸に沿ったハンマ42の直線運動が確実に得られる。ばね40は、軸46の周りで、ハンマ42と電磁コイル45の両方に当接して位置している。

加速度計56は質量の小さい小型とし、歯科用インプラント28の振動が加速度計56によって実質的にゆがめられたり、変えられることのないようにしている。加速度計56は線路56a、56bによって電気的コネクタ22に電気的に接続されている。加速度計56の周りに“O”-リング54を二つ取り付けて、プローブ本体24の長手方向軸に沿った加速度計56の運動を維持できるようにしている。加速度計56を取り巻く延長管48の内面に、好ましくはポリテトラフルオロエチレン (PTFE)製の低摩擦スリーブ50を配置する。これで加速度計56が確実にスムーズで妨害なく動くようになるので、“O”-リング54が低摩擦スリーブ50に触れても、加速度計56の加速度はさほど変わらない。

ダイアフラムまたは単なる膜体58を延長管48の先端に伸張し強制リング52で固定している。ダイアフラム58は、好ましくは厚み0.007 インチの外科用ゴムで造るが、他の適当な厚みの弾性材料のものとしてもよい。雄ねじ付きネック57がダイアフラム58を貫通して延びてアダプタ60にねじ込まれる、このアダプタ60と加速度計56の間にダイアフラム58を挟んで、加速度計56がダイアフラム58に固定される。ダイアフラム58によって、プローブ先端部26、アダプタ60および加速度計56の運動がプローブ本体24の運動から隔離され、歯科用インプラント28の運動だけが加速度計56によって測定されるようになる。

プローブ先端部26には雌ねじ部分26bがあり、これがアダプタ60の雄ねじ部分60aに螺合する。プローブ先端部26はプローブ先端部26の質量を低減するための空洞26aがあって中空である。プローブ先端部26の端27は、歯科用インプラント28に当接して位置決めできるように滑り止め平面を有している。端27の直径は一般に小さく、例えば直径0.1 インチである。約2.5インチの長い先端部は患者の口内深く測定するのに好ましいが、先のより短い先端部は皮膚の層越しに骨構造を試験するのに好ましい。

衛生を考慮して、プローブ先端部26は一般に使い捨てとしている。ア

ダプタ60とプローブ先端部26の外面にはレンチを当てる平坦部があり、ここにレンチを当ててプローブ先端部26をアダプタ60に締め付けることができるようになっている。収集データが歪まないように、解析する周波数帯域に渡って、プローブ



ブ先端部26の伝達関数を1とすることが好ましい。

好適な実施形態においては、歯科用ブロープ20は長さ約6インチ、幅0.5インチで、手持ち使用に適するようになっている。ブロープ本体24、ブロープ先端部26、アダプタ60およびナット38は、重量低減のためにチタン製とするとよいが、その代りに、ステンレス、アルミあるいはプラスチックのような他の適当な材料を使ってもよい。

他の応用において、本発明は、股関節インプラント、膝インプラント、肘インプラント、肩インプラント、手首インプラントまたは種々の医療整形用インプラントのような、他の医療用インプラントの解析に用いることができる。皮膚、軟骨あるいは毛髪によって覆われた構造体は、これらの被覆物質を透過して下の構造体に直接触れるように、先のとがった先端部を用いて解析することができる。さらに、本発明は歯や骨、例えば椎骨、肋骨あるいは趾骨のような患者の器官構造体の解析に用いることができる。

医療用インプラントを解析する場合、外科創傷を閉止する前の設置中に医療用インプラントを解析する。第12図は外科創傷の閉止前に解析している股関節インプラント 126を例示している。患者 120の開いた外科創傷 124があるので、大腿骨122と新しく設置した股関節インプラント 126が露出されている。ブロープ20と同様なブロープ 20aのブロープ先端部26が股関節インプラント 126に当接して位置付けされている。歯科用インプラント28について上に述べたと同様に、股関節インプラント 126の加速度の時刻歴をブロープ 20aで測定し、これを周波数スペクトルに変換する。股関節インプラント 126の周波数スペクトルを股関節インプラントの以前に記憶された周波数スペクトルを含む臨床データベース

と比較する。股関節インプラント 126の周波数スペクトルの特性を記憶された周波数スペクトルの特性と比較する。

臨床データベースには、股関節インプラントの合格臨床基準に相関した周波数スペクトルの、ある特性の合格範囲が記録されている。股関節インプラント126の周波数スペクトルが合格臨床規準よりも低く相関すれば、不十分な結合、受容体サイトの軟骨や他の軟質組織の介在、あるいは受容体サイトの亀裂などにより

、股関節インプラント 126の取付けが不十分と推定される。この状態は、外科医に対して、創傷 124を閉止する前にこの問題の矯正が必要なことを警告しているので、股関節インプラントが故障した時に矯正する二度手間を防ぐ。

図13を参照して、股関節インプラント 126は関節鏡技術によって創傷 124を閉止して後解析することができる。この手順では、プローブ 20aを内視鏡 128の先端部に組み込む。内視鏡 128を切開部 130から患者 120に挿入し、プローブ 20aを股関節インプラント 126に当接させて位置決めし、プローブ 20aで股関節インプラント 126を解析する。これで股関節インプラント 126を長時間に渡って測定できるようになる。ある時間に渡ってとった股関節インプラント126の周波数スペクトルを、相互に比較して股関節インプラント 126が一層安定になるか劣化しつつあるかが決定できる。小さい変化が主要な問題となる前にそれらを検知して、インプラントの取替えをしないで済むように早期治療を開始できるようにする。

本発明の装置は、故障発生前にメンテナンスを行うために、振動識別解析を行って飛行機の翼、機械類または構造物のような機械的構造体の構造特性を求めるにも用いることができる。そのような場合、プローブを用いて構造体に所望位置で衝撃を与えて構造体の加速度の時刻歴を測定する。次いでこの加速度の時刻歴から周波数スペクトルを発生させる。多くの技術応用では周波数スペクトルだけしか必要でない。

しかし、別法として、測定した加速度の時刻歴と対応する周波数スペク

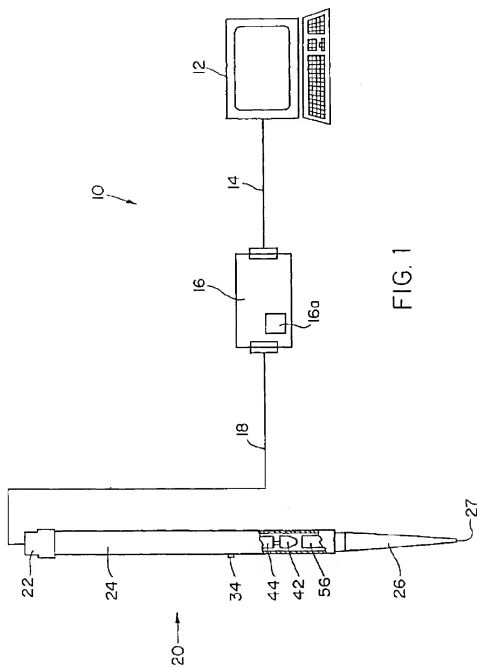
トルと比較するために、以前に測定した加速度の時刻歴とそれらに対応する周波数スペクトルをデータベースに記録しておいてもよい。

図14に可搬装置が望ましい工業上のメンテナンスや他の応用に適当なシステムを示す。このシステムは可搬コンピュータ13に連結するプローブ20を具備している。可搬コンピュータ13は手持ちするかベルトに付けるに十分小さく、加速度の時刻歴と周波数スペクトルを見るための画面 13aが付いているもので、ユーザがキーボード13bで情報を入力できる。可搬コンピュータ13内に加速度の時刻歴を調節するための電子機器が入れている。

## 均等物

当業者は特別の実験をしなくても、ここに記載の実施形態の均等物を認識または確認できるであろう。このような均等物も下記の請求の範囲に包含される。例えば、アクチュエータ44は電気機械的に動作させると述べたが、その代りに、アクチュエータ44を空気圧または機械的に動作させることができる。さらに、加速度計は、プローブ先端部26の速度や位置を測定する速度センサまたは位置センサと置き換えてもよい。さらに、電気箱16の電子機器をコンピュータ12に内蔵することもできる。また、図12、図13に示す開いた創傷の利用と関節鏡解析法は、どのような種類の医療用インプラントの解析ならびに患者の骨の解析にも実施できる。

【図1】



【図2】

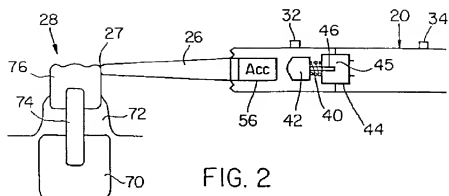


FIG. 2

【図3】

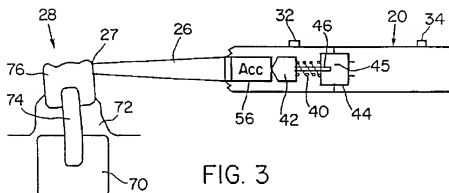


FIG. 3

【図4】

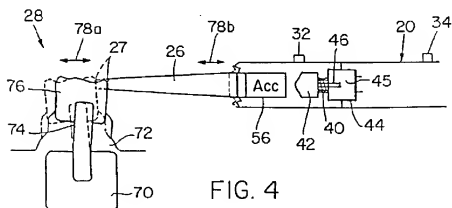
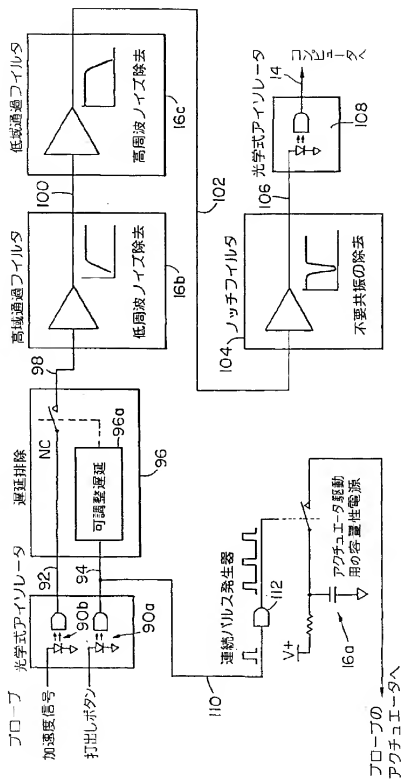


FIG. 4

【図5】



【図6】

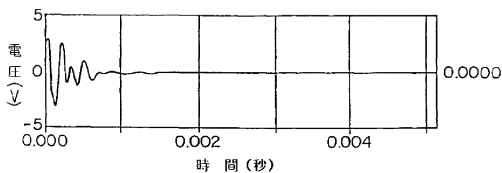


FIG. 6

【図7】

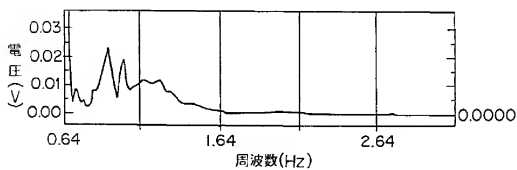


FIG. 7

【図8】

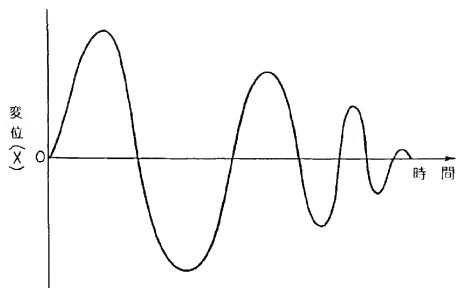


FIG. 8



【図9】

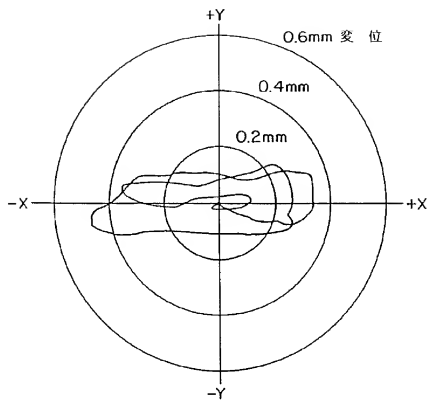


FIG. 9

【図10】

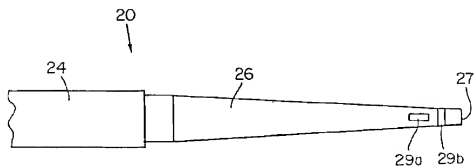


FIG. 10

【圖 1 1】

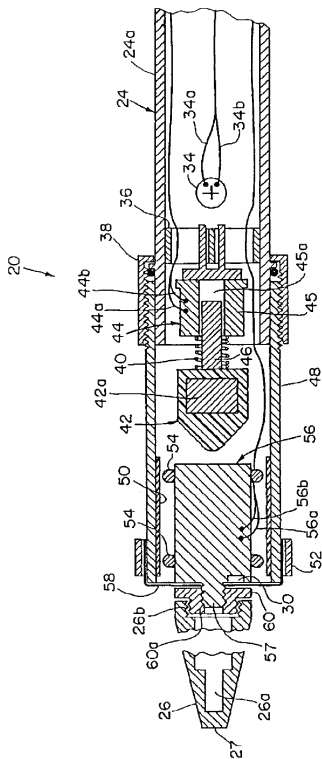
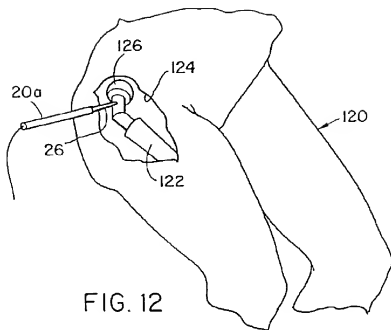
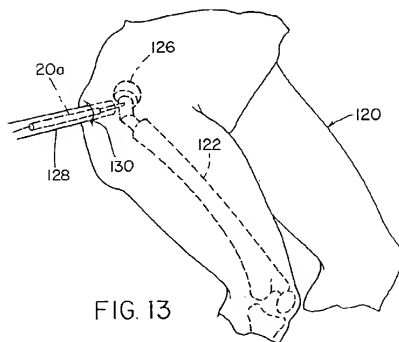


FIG. 11

【図12】



【図13】



【図14】

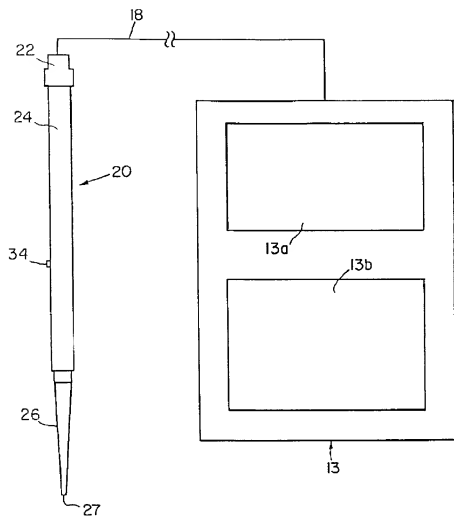


FIG. 14



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 Int. Appl. No.  
PCT/US 95/10698

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, STEVENAGE, HERTS, GB, vol. 26, no. 3, May 1988 pages 260-266, XP 000001379 OKA H ET AL. 'IMPACT RESPONSE OF PERIODONTAL TISSUES'	16
A	see Section "Measuring system for impact response"  see Section "Impact response of human periodontal tissues" ----	1,5-7, 13,14
X	MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING, vol. PXIV, 1985 ESPOO (FINLAND), pages 1275-1276, H. OKA ET AL. 'Measuring Device for Biomechanical Properties of Human Parodontium using Impedance head' see the whole document ----	16
A	EP,A,0 093 895 (SIEMENS AG) 16 November 1983 see page 1, line 5 - line 14 see page 3, line 6 - line 35 see page 6, line 10 - page 7, line 5 see page 11, line 22 - page 12, line 7; figure 1 ----	1,3,6,7, 12,14
A	WO,A,86 03393 (C. WARIN) 19 June 1986 see page 4, line 6 - page 6, line 10 see page 8, line 6 - page 9, line 14 see page 11, line 2 - line 5 ----	1,3,7,15
A	CH,A,265 235 (J-A DREYFUS) 1 March 1950  see page 1, line 36 - line 51 see page 2, line 9 - line 15 see page 4, line 12 - line 24; figures 1,2 -----	2,4,6, 10,11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Int. and Application No.

PCT/US 95/10698

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-93895	16-11-83	DE-A- 3215530	27-10-83
		JP-B- 1053062	13-11-89
		JP-C- 1591356	30-11-90
		JP-A- 58192536	10-11-83
		US-A- 4499906	19-02-85
WO-A-8603393	15-06-86	CA-A- 1270908	26-06-90
		EP-A- 0204800	17-12-86
		GB-A, B 2168489	18-06-86
CH-A-265235		NONE	

---

フロントページの続き

- (72)発明者 デルジォ・アンソニー  
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州  
01757 ミルフォード、ヘムロック レー  
ン 13
- (72)発明者 ダリオ・ローレンス・ジェイ  
アメリカ合衆国、ロードアイランド州  
02806-3323、バーリントン、ナイアット  
ポイント（番地なし）
- (72)発明者 クチアロ・ステファン・ジェイ  
アメリカ合衆国、マサチューセッツ州  
01915、ベバリオ、ドッジ ストリート  
269